

Q2 癌温熱療法用空洞共振器の数値解析

-リエントラントを改良した場合-

今井 裕† 堀 潤一†† 齊藤 義明†† 金井 靖†††

† 新潟大学大学院 自然科学研究科

†† 新潟大学 工学部 福祉人間工学科

††† 新潟工科大学 工学部 情報電子工学科

1 はじめに

癌温熱療法は、正常組織より癌組織が熱に弱い特性を利用した治療法である。しかし、正常組織も高温に長時間さらされるとその大半が悪影響を受けるため、癌組織のみを集中的に加温するシステムが必要となる。

電磁波を利用したさまざまな加温装置が存在するが、我々は共振現象を利用し生体深部の癌組織に対して局所加温を実現することを目的としたリエントラント型空洞共振加温装置について検討を行ってきた[1][2]。この装置は、共振器内に設けた2つの突起部(リエントラント)の間に流れる高周波電流によって、リエントラント間に挿入した生体を加温するものである。これまで直径240mm、高さ250mmのディスク型の被加温体に対して深部集中加温が実現されている。さらに、より多くの高周波電流を被加温体に流し、効果的な深部集中加温を行うため、従来共振器に取り付けられていた上部リエントラントを切り離し空中に配置するという改良がなされた[3]。しかし、明確な温度効率の比較は行われてない。

本研究では、従来の共振器とリエントラントを改良した共振器による解析結果の比較を行い、改良後効果的な温度分布が得られたことについて述べる。

2 リエントラント型空洞共振器アプリケーション

図1にリエントラント型空洞共振器アプリケーションの概念図を示す。共振器の直径は1900mm、高さ1450mmであり、内部にはエネルギーを集中させることを目的とした2つの突起部(リエントラント)がある。より多くの高周波電流が加温対象に流れるように、直径610mm、高さ510mmの上部リエントラントを共振器から切り離し空中に配置した。直径610mm、高さ535mmの下部リエントラントは従来同様共振器下部に配置した。

加温実験の手順を簡単に説明する。被加温体として、比誘電率 ϵ_r と導電率 σ が生体における筋肉の特性と等しくなるように作成した均質ファントム(TX151)を使用した。始めに共振周波数を検出し、最低の共振周波数により励振を行い加温を行った。加える電力は約200~300W、加温時間は約20分とした。加温されたファントムは任意の断面で切断し、サーモグラフで温度分布を計測した。

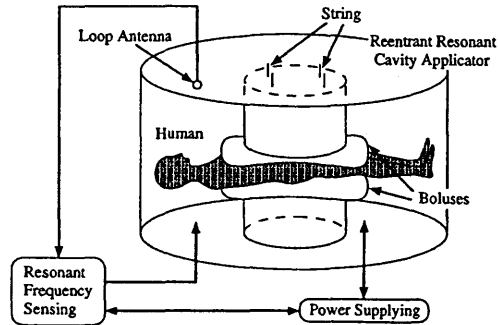


図1 リエントラント型空洞共振器の装着概念

3 理論解析の方法および手順

電磁界解析を行うために Maxwell 方程式

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\mu \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t}, \quad \nabla \times \mathbf{H} = \sigma \mathbf{E} + \epsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \quad (1)$$

を時間領域差分法(Finite Difference Time Domain Method: FD-TD法)によって3次元直交座標の差分式に展開した。但し、 \mathbf{E} は電界、 \mathbf{H} は磁界、 μ は透磁率、 σ は導電率、 ϵ は誘電率である。熱伝導解析を行うために、血液や空気などの流れによる温度変化が無いと仮定した非定常熱伝導方程式の一般式

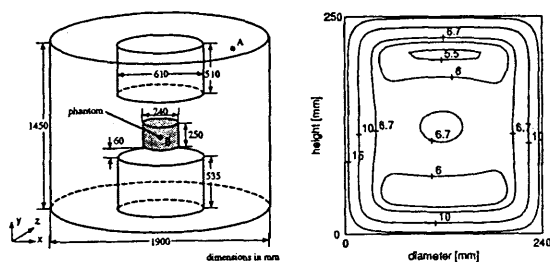
$$-\left(\rho c \frac{\partial T}{\partial t} - W_h\right) = -\lambda \nabla^2 T \quad (2)$$

を前進差分によって展開した。但し、 ρ は密度、 c は比熱、 T は温度、 W_h は反応熱(熱エネルギー)、 λ は熱伝導率である。以前より有限要素法による解析も検討されてきたが[2]、解析法の違いなどによる手間と時間を考えると、熱伝導解析も差分法で行う方が優れていると考えられる。

解析手順として、始めにガウシアンパルスを入力し共振周波数を求めた。次に求められた共振周波数における最低周波数付近の正弦波を入力し、電磁エネルギー分布を

$$W_h = \frac{1}{2T} \sigma \int_t^{t+T} |\mathbf{E}|^2 dt \quad (3)$$

により求めた。最後に式(3)を式(2)の差分式に代入し温度分布を求めた。



(a) 解析モデル

(b) 解析結果

図2 従来型について

4 解析条件及び結果

実験時のファントムの初期状態 3°C を想定し、ファントムの各特性を、 $\epsilon_r=83$, $\sigma=0.3\text{S/m}$, 密度 $\rho=1000\text{kg/m}$, $c=3000\text{J/kg}^{\circ}\text{C}$, $\lambda=0.5\text{J/msec}^{\circ}\text{C}$ とした。

加温時間は実験と同様に20分間とした。

4.1 従来型の結果

図2(a)に解析を行ったモデルを示す。求められた共振周波数は 60.02MHz であり、この周波数の正弦波を入力しエネルギー分布を求めた。さらにファントムに加わったエネルギーを 80W とし、温度分布を求めた。

図2(b)に解析結果を示す。この図から、ファントム中央付近の温度は約 6.7°C であり、その周辺の温度がそれよりも低いことがわかる。つまり、ファントムの中央付近が周辺よりも加温されたことがわかる。

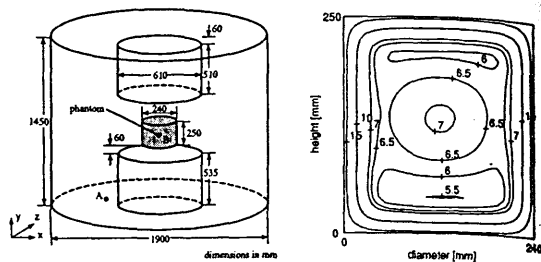
4.2 改良型の場合

図3(a)に解析を行ったモデルを示す。求められた共振周波数は 64.55MHz であり、この周波数の正弦波を入力しエネルギー分布を求めた。さらに4.1と同様にファントムに加わったエネルギーを 80W とし、温度分布を求めた。

図3(b)に解析結果を示す。ファントムの中央付近の温度は約 7°C となり、図2(b)の解析結果と比較すると約 0.3°C 上昇した。更に、周辺に存在した最低温度がほぼ同じであることから、ファントムに加わるエネルギーが等しい場合、改良した共振器の方が効果的に深部集中加温できた。なお、この解析結果は、実際の加温実験結果とよく一致した。

5 考察

改良型の共振器において、観測された実験結果と解析結果を一致させるため、加温実験では約 300W の電力で励振を行っているのに対し、数値解析ではファントムに加わったエネルギーを 80W とした。このエネルギーの値の変化は、電磁エネルギーがファントムによってその一



(a) 解析モデル

(b) 解析結果

図3 改良型について

部を失い、この失った電磁エネルギーが熱エネルギーとなったために生じたと考えられる。つまり、エネルギー分布や値はファントムの大きさ、形状等に影響を受けるため、今後人体を模した大きさ、形状等にファントムを変化させた場合、最適な加温を得るためには、共振器の形状等も変化させる必要があると考えられる。

6 まとめ

本研究では、従来のリエントラント型空洞共振器とリエントラントを改良した空洞共振器の数値解析を行った。高さ 250mm のディスク型ファントムに対し深部集中加温の温度分布が得られ、さらに改良を加えた装置の方がより効果的に加温できることを示した。

今後の課題として、改良を加えた空洞共振器を用いて人体を模した大きさのファントムに対し解析を行い、深部集中加温の可能性について検討することがあげられる。

参考文献

- [1] Y. Saitoh, H. Kazuma, M. Miyakawa, J. Matsuda and K. Katoh, "Heating characteristics of phantom with reentrant resonant cavity applicator," 6th International Congress on Hyperthermic Oncology, Vol.1, p.337, Apr.1992.
- [2] Y. Kanai, T. Tsukamoto, Y. Saitoh, M. Miyakawa and T. Kashiwa, "Analysis of a hyperthermic treatment using a reentrant resonant cavity applicator for a heterogeneous model with blood flow," IEEE Trans. Magn., Vol.33, pp.2175-2178, Mar.1997.
- [3] 今井 裕, 堀 潤一, 斉藤義明, 金井 靖, "癌温熱療法のための改良型リエントラント空洞共振器の数値解析," 信学技報, Vol.98, No.94, MBE98-11, pp.71-78, 1998.